

تأثیر بريس بوستون بر نيروي تماس مفصلی مفاصل اندام ... عاطفه جعفری سرو علیا و همکاران

تأثیر بريس بوستون بر نيروي تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز

عاطفه جعفری سرو علیا^{*}، محمد تقی کریمی^۱، کیوان شریف مرادی^۲، آزاده نادی^۱، پرستو سلجوقیان^۱

(۱) گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

(۲) گروه علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان، کاشان، ایران

تاریخ پذیرش: ۹۵/۲/۱۱

تاریخ دریافت: ۹۴/۱۲/۸

چکیده

مقدمه: استفاده از ارتز در درمان اسکولیوز رایج است. در مورد تأثیر ارتز بر نيروي تماس مفاصل اطلاعاتی در دسترس نیست. بنا بر این هدف از تحقیق حاضر تأثیر بريس بوستون بر نيروي تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز بود.

مواد و روش‌ها: تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند. دستگاه تحلیل حرکتی Qualysis و فورس پلیت Kistler جهت ثبت داده ها استفاده شد. نرم افزار SPSS (independent t-test) جهت تجزیه و تحلیل داده در سطح معنی داری ($\alpha=0/05$) به کار گرفته شد.

یافته های پژوهش: میانگین قله اول ($\alpha=0/02$) و دوم ($\alpha=0/04$) نيروي عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با بريس ۱۸/۸ و ۲۰/۰۵ N/BW به طور معنی داری از این مقدار نیرو حین راه رفتن بدون بريس بیشتر بود. دامنه حرکتی صفحه ساجیتال ستون فقرات کمری حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری کاهش یافت ($\alpha=0/02$).

بحث و نتیجه گیری: بريس بوستون به جز دامنه حرکتی L5-S1 و قله اول و دوم نيروي عکس العمل زمین، هیچ گونه اثر معنی داری بر کینماتیک و کینماتیک راه رفتن بیماران اسکولیوز در سرعت معمولی راه رفتن ندارد. بنا بر این استفاده از بريس بوستون هنگام راه رفتن با سرعت معمولی هیچ گونه اثر منفی بر مفاصل اندام تحتانی و مفصل L5-S1 ندارد.

واژه های کلیدی: اسکولیوز، بوستون بريس، نيروي تماس مفصل، راه رفتن

* نویسنده مسئول: گروه ارتوپدی فنی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

Email: jafari.op@gmail.com

مقدمه:

انحنای طرفی ستون فقرات یک پاتولوژی در اسکولیوز است (۱) در این بیماری مهره ها از راستای عمودی انحراف پیدا کرده و علاوه بر تیلت جانبی چرخش نیز پیدا می کنند (۲). شیوع بیماری اسکولیوز ۲-۳ درصد در بین جمعیت ۱۰-۱۶ ساله می باشد (۳). درجه انحنای در صد ابتلا ساختن جنس موثر است به طوری که با افزایش شدت انحنای میزان ابتلای دختران به پسران به ۱۰ به ۱ افزایش می یابد (۴، ۳) مشکلات سیستم اعصاب مرکزی، عدم تقارن در فعالیت عضلات اطراف ستون فقرات، ژنتیک و عوامل هورمونی از جمله عوامل ذکر شده برای این بیماری می باشد (۵، ۱). ضعف یک طرفه عضلات تنه و یا دیگر بی قرینگی ها در عضلات تنه دلیل اصلی این اختلال می باشد (۶، ۷).

روش های درمانی جراحی و غیر جراحی برای کاهش پیشرفت انحنای در افراد اسکولیوزی بکار می رود، روش های غیر جراحی شامل ورزش و استفاده از ارتز های ستون فقرات می باشد (۱۶-۱۳). استفاده از بریس اولویت اصلی درمان اسکولیوز قبل از سنین رشد و برای انحنای های ۲۵-۴۵ درجه می باشد ارتز به منظور جلوگیری از پیشرفت انحنای یا اصلاح دفورمیتی به کار می رود (۸). برخی از مطالعات به اثر مثبت ارتز بر اصلاح انحنای تاکید کرده اند (۱۰-۸) شکی نیست که ارتز پیشرفت انحنای را کم می کند و ممکن است دفورمیتی اسکولیوز را به خوبی کم کند (۸).

مطالعات در مورد اثر ارتز بر راه رفتن و عملکرد افراد مبتلا به اسکولیوز کم است (۱۲، ۱۱). عملکرد بیماران اسکولیوز هنگام انجام فعالیت هایی مانند ایستادن و راه رفتن مورد بررسی قرار گرفته است (۱۶-۱۳) که از روش های متنوعی جهت ارزیابی استفاده شده است. تأثیر کوتاه مدت بریس بر کینماتیک شانه، تنه و لگن توسط وونگ و همکاران (۱۷) و ماهوندس و همکاران (۱۸) بررسی شد. آن ها نشان دادند که بریس کینماتیک راه رفتن را تغییر می دهد به طوری که دامنه حرکتی شانه، تنه، لگن و مفصل ران محدود می شود. ماهوندس ثابت کرد استفاده طولانی مدت از ارتز حرکت لگن و ران در صفحه فرونتال را زیاد و چرخش شانه را کم می کند (۱۸).

بیماری اسکولیوز هم چنین بر تعادل ایستادن و راه رفتن بیماران اثر گذار است (۱۶-۱۴). اگر چه بررسی ویریشکا نشان می دهد که تعادل در افراد اسکولیوزی و نرمال تفاوت ندارد (۱۹). ولی مطالعه بیولا (۲۰) و جن (۱۳) ثبات ضعیف تر در بیماران اسکولیوز را نشان می دهد.

محققان نشان دادند بین نیرو و گشتاور اعمال شده به پای چپ و راست هنگام راه رفتن اختلاف معنی داری وجود دارد اما هیچ گونه اختلاف معنی داری بین شدت بیماری اسکولیوز و بی قرینگی مشاهده نشد (۱۳، ۶) در یک مطالعه موردی کریمی و همکاران نشان دادند تفاوت معنی داری در قله اول و دوم نیروی قدامی خلفی و دره نیروی عمودی عکس العمل سطح حین راه رفتن با ارتز و هم چنین تفاوت معنی داری در قله دوم نیروی قدامی خلفی و قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن بدون ارتز بین پای راست و چپ مشاهده شد (۲۱). یانگو همکاران نشان دادند نیروی قدامی خلفی و عمودی عکس العمل زمین بین بیماران اسکولیوز و گروه کنترل تفاوت معنی داری نشان داد (۲۲). شیزاس نشان داد نیروی عمودی عکس العمل زمین در جهات قدامی خلفی و داخلی خارجی عدم تقارن دارد (۲۳). اگر چه کوروین و همکاران نشان دادند که نیروی عمودی و قدامی خلفی عکس العمل زمین بی قرینگی معنی داری را بین سمت چپ و راست دارد ولی تفاوت معنی داری در نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن با بریس و بدون بریس مشاهده نکردند (۱۱).

همان گونه که اشاره شد تحقیقات صورت گرفته بر روی نیروی عکس العمل وارده بر پای بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون بریس کم است به علاوه نتایج ضد و نقیضی در این تحقیقات اندک نیز مشاهده شد که بعضی از تحقیقات به قرینه بودن نیروهای عکس العمل زمین اعمال شده بر پای چپ و راست و دیگر تحقیقات به بی قرینه بودن نیروی عکس العمل زمین وارده بر پای چپ و راست هنگام پوشیدن بریس اشاره دارند. مشخص است در صورت بی قرینگی نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن، نیرو های تماس مفصلی وارد بر مفاصل مختلف نیز بی

قرینه اعمال شده و می‌تواند با خطر تخریب غضروف مفصل و دفورمیتی در اندام تحتانی همراه باشد. هم چنین با توجه به دانش نویسندگان مقاله‌ای که نیروهای وارد بر مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن در بیماران اسکولیوز را مورد بررسی قرار داده باشد وجود ندارد و تنها یک مقاله به بررسی نیروهای وارد بر مفاصل کمر و مفصل ران هنگام راه رفتن پرداخته است که آن هم یک مطالعه موردی بود (۲۱). اطلاع از نحوه اعمال نیرو بر مفاصل اندام تحتانی حین راه رفتن با و بدون بريس و نحوه بارگذاری مفاصل حین راه رفتن از اهمیت بالینی برخوردار است و بینش جدیدی در اختیار متخصصین توانبخشی قرار می‌دهد. در تحقیق حاضر نیروهای تماس مفصلی (شامل نیروهای عکس العمل مفصلی به اضافه نیروی تنش عضلانی وارد بر مفاصل) با استفاده از نرم افزار Open-SIM استخراج شدند. این روش یک روش جدید در حوزه بیومکانیک می‌باشد که با استفاده از آن می‌توان عملکرد راه رفتن بیماران با اختلالات اسکلتی عضلانی مختلف مانند استئوآرتریت، فلج مغزی و آمپوتیه‌ها را فراهم کرد. لذا هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر بريس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز حین راه رفتن بود.

مواد و روش‌ها:

مطالعه حاضر از نوع نیمه تجربی بود. تعداد ۵ دختر مبتلا به اسکولیوز با میانگین قد، وزن به ترتیب $1/08 \pm 0/08$ متر و $35/6 \pm 6/1$ کیلوگرم به صورت نمونه در دسترس در این مطالعه شرکت کردند (جدول ۱). معیارهای ورود به تحقیق شامل (۱) دارا بودن انحنای ۳۰ تا ۴۵ درجه در ناحیه T۴ تا L5 (۲) دارا بودن انحنای C شکل (که توسط متخصص جراحی ستون فقرات زاویه انحنای تعیین شد) (۳) توانایی ایستادن و راه رفتن مستقل (۴) فقدان هر گونه جراحی در کمر و اندام تحتانی (۵) سابقه استفاده از بريس برای یک مدت ۶ ماهه (۶) فاقد هر گونه مشکلات اسکلتی عضلانی اثر گذار بر راه رفتن و ایستادن. تایید اخلاقی از کمیته اخلاق در تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اصفهان اخذ شد. قبل از جمع‌آوری داده‌ها، از والدین آزمودنی‌ها،

رضایت نامه شرکت فرزندشان در تحقیق اخذ شد. مطالعه حاضر در نیمه اول سال ۱۳۹۴ در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان انجام شد. **تجهیزات:** سیستم تجزیه و تحلیل سه بعدی حرکت (کوالیسیس) (ساخت کمپانی Qualysis کشور Switzerland)، با ۷ دوربین با سرعت بالا و یک صفحه نیرو کیستلر (500×600 میلی متر، مدل AA ۹۲۶۰) (ساخت کمپانی kistler کشور سوئیس) برای ثبت متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی آزمودنی‌ها هنگام راه رفتن استفاده شد. مسیر راه رفتن آزمودنی‌ها ۱۰ متر بود. یک فضای کالیبراسیون در مرکز این مسیر ۱۰ متری تعریف شد که کلیه پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی در این فضا جمع‌آوری شد. صفحه نیرو نیز در مرکز مسیر گام برداری داخل زمین نصب شده بود. دوربین‌ها و صفحه نیرو همزمان بودند. **روند اجرا:** ۲۲ مارکر بر سمت داخلی و خارجی زانو و مچ پا، سر متاتارس اول و پنجم، پاشنه پا، ساکروم، برآمدگی خار خاصره قدامی، مفصل آکرومیو کلاویکولار، جناغ سینه، سرو مهره هفتم گردنی نصب شد. کلیه مارکرها در دو سمت راست و چپ نصب گردیدند. به علاوه، ۴ کلاس تر (Cluster) دارای ۴ مارکر، به سطوح قدامی-جانبی ران و ساق پا (راست و چپ) متصل شدند. از افراد خواسته شد ۵ تریال موفقیت آمیز راه رفتن را در مسیر گام برداری انجام دهند.

فرکانس جمع‌آوری داده‌ها ۱۲۰ هرتز بود. داده‌ها با فیلتر پایین‌گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شدند (۲۴). ثبت داده‌های کینماتیکی با استفاده از نرم افزار کوالیسیس ترک منجر (QualysisTrackManager) (نسخه ۲/۷، تولید شرکت Qualysis، Switzerland) ثبت شد. از نرم افزار ویژوال تری دی (Visual3D) (نسخه ۴، تولید شرکت C-motion، آمریکا) هم برای مدل کردن سیستم اسکلتی عضلانی بیمار استفاده شد. خروجی نرم افزار ویژوال تری دی به نرم افزار اوپن سیم (Open-SIM) (نسخه ۳، تولید دانشگاه استنفورد، آمریکا) به منظور بررسی نیروی تماس مفصلی، نیروی عکس العمل زمین و گشتاور عضلانی اندام تحتانی انتقال داده شد. نرم افزار اوپن سیم یک نرم افزار شبیه ساز و آنالیز سیستم اسکلتی عضلانی است که امکان

تحلیل حرکات و تخمین نیروهای سطح مفصلی و نیروی تولیدی عضلات توسط این نرم افزار امکان پذیر است. با شبیه سازی سیستم اسکلتی عضلانی امکان تشخیص و درمان حرکات پاتولوژیک و غیر طبیعی وجود دارد. هم چنین با استفاده از این نرم افزار، بررسی اثرات بیومکانیکی درمان بر سیستم اسکلتی عضلانی امکان پذیر است (۲۵).

متغیرهای تحقیق:

متغیرهای تحقیق حاضر شامل متغیرهای فضایی زمانی راه رفتن (ریتم، سرعت راه رفتن و طول گام)، کینماتیک مفاصل مچ پا، زانو، ران لگن و ستون فقرات، متغیرهای نیروی عکس العمل زمین (نیروی عمودی، قدامی خلفی و داخلی خارجی عکس العمل زمین)، متغیرهای نیروی تماس مفصلی مفاصل مچ پا، زانو، ران و L5-S1 در سه صفحه حرکتی و گشتاور عضلانی اندام تحتانی بود.

جدول (۱). مشخصات افراد شرکت کننده در مطالعه.

شرکت کنندگان	درجه انحنا	سمت انحنا	میانگین قد (متر)	میانگین وزن (کیلوگرم)	جنسیت	تعداد
اسکولیوزی	۲۵	چپ	۱/۵۳±۰/۰۸	۳۵/۶±۶/۱	دختر	۵
	۳۷	راست				
	۳۰	چپ				
	۳۵	چپ				
	۳۰	راست				

همانطور که در این جدول نشان داده شده است اگرچه میانگین نتایج با استفاده از ارتز افزایش یافته است اما تفاوت معنی دار نبوده است.

جدول (۲). میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای زمانی مکانی در شرایط با و بدون بریس در افراد شرکت کننده.

متغیر	بدون بریس	با بریس
کادنس (قدم/دقیقه)	۱۰۶/۷±۸/۰۷	۱۱۰/۲±۴/۹۷
سرعت (متر/ثانیه)	۱/۱۲±۰/۱۲	۱/۱۶±۰/۰۹
طول قدم (متر)	۱/۲۶±۰/۰۲۶	۱/۲۷±۰/۰۵

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس العمل زمین بر بر اندام تحتانی را نشان می دهد. میانگین مقادیر نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی خلفی (قله اول و دوم) و داخلی خارجی به ترتیب ۱۸/۲۷±۴/۲۵ و ۹۱/۱±۲۱/۶۱، ۵۵±۱۷، ۱۳ (N/BW) حین راه رفتن با بریس بدست آمد که هیچ گونه اختلاف معنی داری در مقایسه با راه رفتن بدون بریس نشان نداد ($\alpha > 0.05$). میانگین قله اول

جدول ۳ میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس العمل زمین بر بر اندام تحتانی را نشان می دهد. میانگین مقادیر نیروی عکس العمل زمین در راستای قدامی خلفی (قله اول و دوم) و داخلی خارجی به ترتیب ۱۸/۲۷±۴/۲۵ و ۹۱/۱±۲۱/۶۱، ۵۵±۱۷، ۱۳ (N/BW) حین راه رفتن با بریس بدست آمد که هیچ گونه اختلاف معنی داری در مقایسه با راه رفتن بدون بریس نشان نداد ($\alpha > 0.05$). میانگین قله اول

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد نیروی عکس العمل زمین در جهات قدامی خلفی، داخلی خارجی و عمودی (N/BW)

متغیر (N/BW)	بدون بريس	با بريس	P-value
قده اول	۶۶/۷۲±۲۱/۸۵	۶۱,۲±۱۷,۱۳	۰/۱۹
	۸۴/۲±۲۳/۳۴	۹۱/۱±۲۱/۵۵	۰/۲۱
قده اول	۴۱۰±۳۶/۹۶	۴۲۸/۸±۳۵/۵۴	۰/۰۲*
عمودی	۳۳۹/۳±۲۷/۸۰	۳۴۳±۱۰۶/۲۷	۰/۲۷
	۴۸۸/۱۵±۶۷/۳۰	۵۰۸/۲±۶۶/۵۹	۰/۰۴*
داخلی خارجی	۱۹/۲۴±۵/۳۳	۱۸/۲۷±۴/۲۵	۰/۲۶

* اختلاف معنی دار را نشان می دهد

در جدول ۴ میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک لگن، مفصل ران، مفصل زانو، مفصل مچ و ستون فقرات کمری حین راه رفتن در دو شرایط با و بدون بريس آمده است. همان طور که مشاهده می شود

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک مفاصل ران، زانو، لگن و ستون فقرات در شرایط با و بدون بريس

متغیر (درجه)	بدون بريس	با بريس	P-value
لگن	۵/۵۷±۰/۴۰	۴/۸۸±۰/۸۲	۰/۲۳
	۹/۳۶±۳/۳۰	۱۳/۸۲±۲/۷	۰/۰۰*
	۲۱/۰۵±۴/۹۷	۲۰/۷۵±۵/۵۶	۰/۸۰
ران	۷۳,۴۸±۱/۹۶	۴۵/۷±۳/۲۹	۰/۳۱
	۱۰/۶۲±۰/۹۹	۱۰/۵۸±۱/۴۶	۰/۹۷
	۲۷/۸۸±۲/۳۳	۲۶/۳±۲/۴۸	۰/۳۵
زانو	۵۴/۷۳±۵/۰۹	۷/۵۲±۷/۵۹	۰/۳۹
	۳۲/۸۱±۳/۹۷	۳۴/۰۴±۴/۰۳	۰/۳۷
	۸/۴۱±۰/۹۰۲	۵/۲±۱/۲۳	۰/۰۲*
مچ پا	۱۱/۷±۳/۷۵	۲,۱۴±۳/۲	۰/۱۰
	۲۱/۱۸±۴/۱۴	۱۸/۴۳±۷/۹	۰/۴۲

* اختلاف معنی دار را نشان می دهد

معنی داری را نشان نداد ($\alpha=0/06$). اگر چه گشتاور اکستنسوری هیپ حین راه رفتن با ارتز افزایش یافت اما تفاوت معنی داری با این گشتاور حین راه رفتن بدون ارتز نداشت ($\alpha=0/12$). (جدول ۵). دیگر گشتاور های وارد بر مفاصل مختلف اندام تحتانی حین راه رفتن با و بدون ارتز تفاوت معنی داری را نشان ندادند ($\alpha>0/05$).

جدول ۴. میانگین و انحراف استاندارد کینماتیک مفاصل ران، زانو، لگن و ستون فقرات در شرایط با و بدون بريس را نشان می دهد.

گشتاور مفصل ران، زانو و مچ نیز در این مطالعه اندازه گیری شد. میانگین گشتاور فلکسوری هیپ به ترتیب در شرایط با و بدون بريس $0,69 \pm 0,26$ و $0,488 \pm 0,133$ به دست آمد که هیچ گونه اختلاف

جدول ۵. میانگین و انحراف استاندارد گشتاور اعمالی بر روی مفاصل ران، زانو و مچ.

مفصل	گشتاور (Nm/BM)	بدون بریس	با بریس	P-value
ران	فلکشن	۰/۴۸±۰/۱۳	۰/۶۹±۰/۲۶	۰/۰۶
	اکستنشن	۰/۷۱±۰/۲۸	۰/۸۷±۰/۱۱	۰/۱۲
	اداکشن	۰/۳۰±۰/۲	۰/۴۰±۰/۱۰	۰/۳۷
تنه	فلکشن	۰/۸۵±۰/۰۴	۰/۰۹۸±۰/۰۴	۰/۶۳
	اکستنشن	۰/۱۰۵±۰/۰۸	۰/۱۴±۰/۰۵	۰/۱۳
	فلکشن	۰/۱۹±۰/۰۷	۰/۲۸±۰/۲۰	۰/۰۶
زانو	اکستنشن	۰/۲۱۶±۰/۱۴	۰/۳۸±۰/۱۵	۰/۱۰
	پلانتر فلکشن	۰/۳۵۸±۰/۴۷	۰/۲۲±۰/۱۷	۰/۴۳
	دورسی فلکشن	۱/۱۳±۰/۴۵	۰/۸۲±۰/۵۵	۰/۴۴
مچ پا				

با ارتز در مقابل راه رفتن بدون ارتز در کلیه مفاصل اندام تحتانی و L5-S1 و صفحات مختلف حرکتی اختلاف معنی داری نشان نداد ($\alpha > 0.05$). (جدول ۶)

جدول ۶. میانگین و انحراف استاندارد نیروی تماس مفصلی مفاصل ران، زانو و مچ حین راه رفتن با و بدون ارتز نشان می‌دهد. نیروی تماسی مفصلی مفاصل مختلف اندازه گیری شده در این مطالعه حین راه رفتن

جدول ۶. میانگین و انحراف استاندارد نیروی تماس مفصلی مفاصل ران، زانو و مچ.

نیروی تماس مفصل (N/BW)	بدون بریس	با بریس	P-value
مفصل ران	قله اول (قدیمی خلفی)	۰/۷±۰/۳۶	۰/۵۰±۰/۲۲
	قله دوم (قدیمی خلفی)	۳/۶۷±۰/۹۸	۴/۸۵±۱/۷۱
	قله اول (عمودی)	۳/۴۴±۲/۲۸	۳/۶۵±۲/۶۶
	قله دوم (عمودی)	۵/۶±۰/۶۸	۷/۴۸±۲/۶۷
مفصل زانو	داخلی خارجی	۱/۱۰±۰/۳۴	۱/۱±۰/۲۹
	قله اول (قدیمی خلفی)	۱/۱۷±۰/۲۲	۱/۳۷±۰/۷۵
	قله دوم (قدیمی خلفی)	۱/۶۴±۰/۵	۳/۰۵±۱/۵
	قله اول (عمودی)	۲/۶۶±۱/۹۵	۲/۶۲±۲/۴۳
مفصل مچ پا	قله دوم (عمودی)	۴/۶۶±۰/۷۹	۷/۳±۳/۱۶
	داخلی خارجی	۰/۲۲±۰/۱۳	۰/۳۹±۰/۱۷
	قله اول (قدیمی خلفی)	۱/۴۶±۱/۴۶	۲/۱۹±۱/۹۴
	قله دوم (قدیمی خلفی)	۵/۰۵±۰/۹۲	۵/۴۳±۲/۵۱
مفصل L5-S1	قله اول (عمودی)	۴/۲۶±۲/۵۱	۳/۷±۲/۸
	قله دوم (عمودی)	۱۰/۴±۱/۶۴	۱۰/۶۶±۰/۵۸
	داخلی خارجی	۰/۴۸±۰/۱۳	۰/۵۸±۰/۲۰
	قله اول (قدیمی خلفی)	۰/۱۳±۰/۰۸	۰/۲۳±۰/۲۳
L5-S1	قله دوم (قدیمی خلفی)	۰/۲۳±۰/۲۱	۰/۱۷±۰/۰۶۳
	قله اول (عمودی)	۲/۳۸±۰/۱۰	۳/۶۷±۱/۳۸
	قله دوم (عمودی)	۱/۵±۰/۴۹	۱/۶۶±۰/۲۶
	داخلی خارجی	۰/۱۵±۰/۰۶	۰/۱۸±۰/۱۱

از راه رفتن بدون بریس بیشتر بود. بریس هیچ گونه اثری بر گشتاور عضلانی و نیروی تماس مفصلی مفاصل مختلف مچ پا، زانو، ران و L5-S1 در کلیه صفحات حرکتی حین راه رفتن با و بدون بریس نداشت.

بحث و نتیجه گیری:

هدف از تحقیق حاضر بررسی اثر بریس بوستون بر نیروی تماس مفصلی مفاصل اندام تحتانی و مفصل L5-S1 بیماران مبتلا به اسکولیوز بود. نتایج حاصل از تحقیق حاضر نشان داد قله اول و دوم نیروی عکس العمل سطح حین راه رفتن با بریس به طور معنی داری

نتایج حاصل از مطالعه تحقیق حاضر نشان داد سرعت راه رفتن ریتم راه رفتن و طول گام حین راه رفتن با ارتز در مقایسه با راه رفتن معمولی تفاوت معنی داری نداشت؛ بنا بر این می توان گفت ارتز بوستون هیچ گونه اثر منفی بر متغیرهای فضایی زمانی راه رفتن بیماران اسکولیوز ندارد. کورونو همکاران (۱۱) ماهوندس (۲۶) و همکاران نشان دادند که سرعت طول گام و ریتم راه رفتن بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون بریس تفاوت معنی داری نشان نداد که با نتایج حاصل از تحقیق حاضر همخوانی دارد.

نتایج هم چنین نشان داد قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری افزایش یافت. یانگ و همکاران (۲۲) هیچ گونه اختلاف معنی داری در نیروی عمودی و قدامی خلفی عکس العمل زمین بین بیماران اسکولیوز و گروه سالم مشاهده نکردند و تنها اختلاف معنی داری در نیروی داخلی خارجی عکس العمل زمین بین بیماران و گروه سالم مشاهده کردند (۲۲). کریمی و همکاران (۲۱) نشان دادند تفاوت معنی داری در قله اول و دوم نیروی قدامی خلفی و دره نیروی عمودی عکس العمل سطح حین راه رفتن با ارتز و هم چنین تفاوت معنی داری در قله دوم نیروی قدامی خلفی و قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن بدون ارتز بین پای راست و چپ مشاهده شد (۲۱). کورونو و همکاران (۱۱) هیچ گونه اختلاف معنی داری در نیروی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز و بدون ارتز در بیماران اسکولیوز مشاهده نکردند (۱۱). در تحقیق حاضر قله اول و دوم نیروی عمودی عکس العمل زمین حین راه رفتن با ارتز به طور معنی داری بیشتر از راه رفتن بدون ارتز بود که با نتایج حاصل از تحقیق کورونو و همکاران مغایرت دارد. شاید علت تفاوت در نتایج به خاطر نوع انتخاب بیماران بود در تحقیق کورونو و همکاران بیماران اسکولیوز دارای اسکولیوز از نوع دو انحنا (Double curve) در ستون فقرات بودند در حالیکه بیماران تحقیق حاضر دارای یک انحنا در ستون فقرات بودند.

نتایج بخش دامنه حرکتی نشان داد دامنه حرکتی فلکشن/ اکستنشن تنه حین راه رفتن با ارتز به طور

معنی داری نسبت به راه رفتن بدون ارتز کاهش معنی داری داشت. بریس بوستون بر اساس ویژگی سه نقطه فشار طراحی شده است در آن بریس در جانب بدن از لگن تا زیر بغل امتداد می یابد و در قسمت قدامی نیز بریس محدودیت حرکتی در دامنه حرکتی فلکشن و اکستنشن تنه ایجاد می کند بنا بر این طراحی بریس به گونه ای است که دامنه حرکتی فلکشن و اکستنشن تنه حین راه رفتن را محدود می کند و علت محدودیت در دامنه حرکتی فلکشن/ اکستنشن تنه در صفحه ساجیتال را توجیه می کند.

وونگ و همکاران (۱۷) و ماهوندس و همکاران (۱۸) تأثیر کوتاه مدت بریس بر کینماتیک شانه، تنه و لگن را بررسی کردند و نشان دادند که بریس کینماتیک راه رفتن را تغییر می دهد به طوریکه دامنه حرکتی شانه، تنه، لگن و مفصل ران محدود می کند. کریمی و همکاران (۲۷) در مطالعه خود بر بیماران اسکولیوز به این نتیجه رسیدند اگر چه بریس بوستون بر دامنه حرکتی مفاصل مچ پا زانو و ران اثر معنی داری نداشت ولی به طور معنی داری از حرکات تنه و لگن کاست (۲۷). در تحقیق حاضر نیز دامنه حرکتی فلکشن/ اکستنشن تنه محدود شد که با نتایج کریمی و همکاران (۲۷) وونگ (۱۷) و ماهوندس (۱۸) هم خوانی دارد.

نتایج بخش نیروی تماس مفصلی هیچ گونه اختلاف معنی داری بین نیروی تماس مفصلی بیماران اسکولیوز حین راه رفتن با و بدون ارتز نشان نداد. اگر چه قله اول و دوم عمودی نیروی تماس مفصلی در بیشتر مفاصل افزایش یافت اما این افزایش معنی دار نبود. علت عدم اختلاف معنی دار قله اول نیروی تماس مفصلی در این بیماران نسبت به گروه کنترل شاید به این خاطر باشد که بیماران اسکولیوز با سرعت دلخواه راه می رفتند. راه رفتن با سرعت دلخواه شاید نتواند به خوبی تفاوت اثر بریس بر نیروی تماس مفصلی به خصوص نیروی تماس مفصلی L5-S1 را نشان دهد. دامنه حرکتی تنه در صفحه ساجیتال، فروتنال و هوریزنتال (۲۷، ۱۸، ۱۷، ۱۱) حین راه رفتن با ارتز کاهش معنی داری داشت. کاهش دامنه حرکتی در این مفاصل با کاهش شرکت فعال عضلات در جذب نیرو و ضربه در مرحله ضربه

بریس بوستون به جز دامنه حرکتی L5-S1 و قله اول و دوم نیروی عکس العمل زمین، هیچ گونه اثر معنی داری بر کینتیک و کینماتیک راه رفتن بیماران اسکولیوز در سرعت معمولی راه رفتن ندارد؛ بنابراین استفاده از بریس بوستون هنگام راه رفتن با سرعت معمولی هیچ گونه اثر منفی بر مفاصل اندام تحتانی و مفصل L5-S1 ندارد.

سپاسگزاری:

بدینوسیله از همکاری صمیمانه آزمودنی‌ها و والدینشان خاطر شرکت در تحقیق تشکر و قدردانی می‌شود.

References:

1. Arnold H. Etiology and pathogenesis of spinal abnormalities in the growing period juvenile kyphosis and scoliosis. *Monatsschrift fur kinderheilkunde* 1957;105:61-5.
2. Stokes IA. Axial rotation component of thoracic scoliosis. *J Orth Res* 1989; 7:702-8.
3. Weinstein SL. Adolescent idiopathic scoliosis prevalence and natural history. *Ins Cour Lec* 1988; 38:115-28.
4. Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis a 50-year natural history study. *Jama* 2003; 289:559-67.
5. Burwell R, Cole A, Cook T, Grivas T, Kiel A, Moulton A, et al. Pathogenesis of idiopathic scoliosis the nottingham concept. *Acta Orth Belgica* 1991; 58:33-58.
6. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European Spine J* 2009; 18:512-21.
7. Haderspeck K, Schultz A. Progression of idiopathic scoliosis an analysis of muscle actions and body weight influences. *Spine* 1981; 6:447-55.
8. Hsu JD, Michael J, Fisk J. *Aaos atlas of orthoses and assistive devices*. Elsevier Health Sci Publication. 2008; P.130-8
9. Aulisa AG, Mastantuoni G, Laineri M, Falciglia F, Giordano M, Marzetti E, et al. Brace technology thematic series the

پاشنه و پوش آف همراه است. در فاز ضربه پاشنه، حرکت رو به جلوی تنه ناشی از اندازه حرکت تنه توسط عضلات اکستنسور تنه و عضله گلوئوس ماگزیموس کنترل می‌شود که این عضلات به صورت اکستریک فعال شده و از نیروهای وارد بر کمر حین فاز ضربه پاشنه می‌کاهند (۲۸). در بیماران اسکولیوز محدودیت حرکتی ایجاد شده توسط ارتز، توانایی این عضلات در جذب ضربه را کاهش داده و در نتیجه نیرو را مستقیماً به مفصل وارد می‌سازند؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود تحقیقات بعدی با هدف بررسی اثر سرعت راه رفتن بر نیروهای تماس مفصلی حین راه رفتن با ارتز و در مقایسه با گروه سالم بررسی شود.

- progressive action short brace pasb. *Scoliosis* 2012; 7:6.
10. Grivas TB, Bountis A, Vrasami I, Bardakos NV. BRace technology thematic series the dynamic derotation brace. *Scoliosis* 2010; 5:20.
 11. Kramers DE, Quervain IA, Muller R, Stacoff A, Grob D, Stüssi e. gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *European Spine J* 2004; 13:449-56.
 12. Luk KD. Comment regarding gait analysis in patients with idiopathic scoliosis. *European Spine J*. 2004; 13:457-8.
 13. Chen p Q, Wang j L, Tsuang y H, Liao t L, Huang p I, Hang y S. The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clini Biomech* 1998; 13:52-8.
 14. Chockalingam n, dangerfield ph, rahmatalla a, ahmed e-n, cochrane t. assessment of ground reaction force during scoliotic gait. *European Spine J* 2004; 13:750-4.
 15. Chockalingam N, Rahmatalla A, Dangerfield P, Cochrane T, Ahmed EN, DovE J. Kinematic differences in lower limb gait analysis of scoliotic subjects. *Stud Health Technol Inform* 2001; 91:173-7.
 16. Gelalis I, Ristanis S, Nikolopoulos A, Politis a, Rigas C, Xenakis t. Loading rate patterns in scoliotic children during gait: the impact of the schoolbag carriage and the importance of its position. *European Spine J* 2012; 21:1936-41.
 17. Wong M, Cheng C, Ng b, Lam T, Sin s, lee shum l, et al. the effect of rigid versus

flexible spinal orthosis on the gait pattern of patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Gait Posture* 2008; 27:189-95.

18.Mahaudens P, Banse X, Detrembleur C. Effects of short term brace wearing on the pendulum-like mechanism of walking in healthy subjects. *Gait Posture* 2008; 28:703-7.

19.Wiernicka M, Kotwicki T, Kaczmarek D, Lochynski D. Postural stability in girls with idiopathic scoliosis. *Scoliosis* 2010; 5: 36.

20.Beaulieu M, Toulotte c, Gatto L, Rivard CH, Teasdale N, Simoneau M, et al. Postural imbalance in non treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. *European Spine J* 2009; 18:38-44.

21.Karimi M, Kavyani M. Scoliosis curve analysis with milwaukee orthosis based on open simm modeling. *J Craniovert Junc Spine* 2015; 6:125.

22.Yang JH, Suh SW, Sung PS, Park WH. Asymmetrical gait in adolescents with idiopathic scoliosis. *European Spine J* 2013; 22:2407-13.

23.Schizas C, Kramers I, Stussi E, Grob D. Gait asymmetries in patients with idiopathic

scoliosis using vertical forces measurement only. *European Spine J* 1998;7:95-8.

24.Kadaba M, Ramakrishnan H, Wooten M, Gainey J, Gorton G, Cochran G. Repeatability of kinematic kinetic and electromyographic data in normal adult gait. *J Orth Res* 1989; 7:849-60.

25.Delp SL, Anderson FC, Arnold AS, Loan P, Habib A, John CT, et al. Opensim open source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomed Eng IEEE Trans* 2007; 54:1940-50.

26.Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Raison M, Detrembleur C. Very short term effect of brace wearing on gait in adolescent idiopathic scoliosis girls. *European Spine J* 2013; 22:2399-406.

27.Karimi MT, Kavyani M, Etemadifar MR. Gait analysis in adolescent idiopathic scoliosis walking with boston brace. *Scoliosis* 2014;9:24.

28.Oatis C. Kinesiology the mechanics and pathomechanics of human movement. North Am lippincott Williams Wilkins Publication. 2004; P. 1-66.

The Effect of Boston Brace on Lower Limb and L5-S1 Joint Contact Forces during Walking in Patients with Idiopathic Scoliosis

Jafarisarveolia A^{1*}, Karimi M¹, Sharifmoradi K², Nadi A¹, Saljoughian P¹

(Received: February 27, 2016 Accepted: April 30, 2016)

Abstract:

Introduction: Scoliosis is a lateral curvature of the spine that affects walking in these patients. Using orthotics is one of the most common treatments for scoliosis patients. There is little knowledge about the effect of orthotics on joint contact forces during walking. Therefore the aim of this study was to assess the effect of Boston brace on lower limb and L5-S1 joint contact forces during walking in scoliosis patients.

Materials & methods: 5 girls with idiopathic scoliosis participated in this study. Qualysis motion analysis system and a Kistler forceplate were used to record data. SPSS software (independent t-test) was used to analyze data at the set point of 0.05.

Finding: The first ($\alpha=0.02$) and second ($\alpha=0.04$) peak of vertical ground reaction

force were 18.8 and 20.05 N/BW respectively during walking with brace which was significantly greater than that of these forces during walking without brace. The excursion of the trunk in sagittal plane significantly decreased during walking with brace ($\alpha=0.02$).

Discussion & conclusions: Boston brace did not affect gait kinetics and kinematics significantly in self-selected speed except L5-S1 range of motion and first and second vertical ground reaction forces. So Boston brace has no negative effect on lower limb joints and L5-S1 joint during walking with self-selected speed.

Keywords: Scoliosis, Boston brace, Joint contact force, Gait

1. Dept of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

2. Dept of Sport Sciences, Faculty of Human Sciences, Kashan University, Kashan, Iran

* Correspondin author Email: jafari.op@gmail.com